

(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

(12) **Patentschrift**  
(10) DE 196 35 998 C 1

(51) Int. Cl. 6:

A 61 F 9/007

A 61 B 17/36

DE 196 35 998 C 1

(21) Aktenzeichen: 196 35 998.8-51  
(22) Anmeldetag: 5. 9. 96  
(43) Offenlegungstag:  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 23. 4. 98

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(73) Patentinhaber:

Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

(72) Erfinder:

Möller, Beate, Dipl.-Phys., 07743 Jena, DE; Lasser, Theo, Dipl.-Phys., 73447 Oberkochen, DE; Donnerhacke, Karl-Heinz, Dr.rer.nat., 07747 Jena, DE

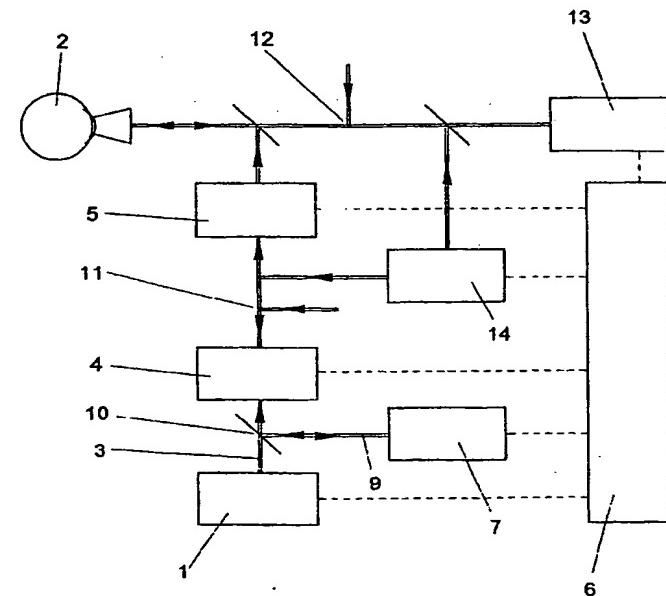
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

WO 89 07 921

(54) Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten und Verfahren zur Ermittlung von Veränderungen in tiefen Gewebeschichten der Retina

(57) Die Erfindung bezieht sich auf eine Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten mit mindestens einer Strahlungsquelle, mit einer Ablenkeinrichtung zur örtlichen Veränderung des Auftreffortes der Strahlung am Augenhintergrund und mit einer Bedien- und Steuereinheit. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf Verfahren zum Betreiben dieser Anordnung.

Die Aufgabe der Erfindung wird bei einer Anordnung der vorgenannten Kategorie dadurch gelöst, daß Mittel zur Beaufschlagung des Koagulationsortes und/oder dessen naher Umgebung mit einer optischen Meßstrahlung 9 während einer Behandlungssitzung vorgesehen sind, daß mindestens ein Detektor zur Erfassung der von dem beaufschlagten Ort ausgehenden optischen Strahlung vorhanden ist und daß dem Detektor eine Auswerteeinheit 17 sowie eine Informationsausgabeeinheit 18 nachgeschaltet sind.



DE 196 35 998 C 1

## Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten mit mindestens einer Strahlungsquelle, einer Ablenkeinrichtung zur örtlichen Veränderung des Auf treffortes der Strahlung am Augenhintergrund und mit einer Bedien- und Steuereinheit. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf Verfahren zur Ermittlung von Veränderungen in tiefen Gewebeschichten der Retina beim Betreiben dieser Anordnung.

Bei der Laserkoagulation am menschlichen Auge wird der gewünschte Therapieeffekt durch eine thermische Gewebezerstörung an ausgewählten Bereichen des Augenhintergrundes erreicht. Dazu wird Energie in Form von Laserlichtimpulsen in das Gewebe eingebracht. Bei Impulsdauern von 50 bis 200 ms und Leistungen um 200 mW wird die eingestrahlte Energie im Pigmentepithel absorbiert, wodurch sich das umgebende Gewebe bis hin zur Fundus-Oberfläche lokal erhitzt. Der Koagulationserfolg ist an einer weißen Färbung (Nekrose) am Koagulationsort erkennbar und kann durch visuelle Beobachtung des Augenhintergrundes, z. B. mittels Spaltlampe, kontrolliert werden. Das Ende der Behandlung wird anhand der Beobachtung nach subjektivem Ernassen vom Operateur festgelegt. Eine solche Art der Kontrolle ist u. a. in der DE 30 24 169 A1 beschrieben.

Die DE 28 29 516 C2 dagegen offenbart einen chirurgischen Laser mit einer Einrichtung zur Erfassung von Meßwerten bezüglich des Ergebnisses der thermischen Einwirkung des Laserstrahles auf das biologische Gewebe und zur Gewinnung eines Abschaltsignals aus diesen Meßwerten bei Erreichen eines vorgegebenen Behandlungszustandes. Dabei wird mit einer Sensoreinrichtung die thermische Strahlung aus dem behandelten Gewebebereich sowie aus einem weiteren Gewebebereich, der an den Behandlungsort angrenzt, erfaßt und einer Auswerteelektronik zugeführt. Diese vergleicht beide Werte und liefert aus dem Vergleich ein Steuersignal, welches die Abschaltung des Lasers oder zumindest eine akustische Meldung auslöst, sobald ein vorgegebener Differenzwert überschritten wird. In einer alternativen Ausführungsform, die ebenfalls in der genannten Veröffentlichung dargelegt ist, erfolgt die Signalgewinnung durch Detektion des aus dem bestrahlten Gewebebereich rückgestreuten Laserlichtes einerseits und durch Erfassung der aufgrund innerer Streuung auftretenden Rückstrahlung aus einem weiteren Gewebebereich andererseits. Weitere Ausgestaltungen dieses Prinzips sind in "Lasers in Surgery and Medicine" 1994, 15(1) p 54-61, sowie in "Proceedings of SPIE", 1992, 1644, p 217-227, veröffentlicht.

Einheitlich liegt all diesen Einrichtungen die Auswertung der elektromagnetischen Strahlung zugrunde, die von der Fundusoberfläche am Koagulationsort und dessen Umgebung ausgeht. Voraussetzung für die Nutzung dieser Mechanismen zu einer visuellen oder auch automatischen feedback-Kontrolle des Koagulationserfolges ist ein bis zur Retinaoberfläche reichender Koagulationseffekt, der durch Eigenschaftsänderungen der Retinaoberfläche erfaßt werden kann.

Bei einem neuen Koagulationsverfahren wird die Impulsdauer zum Einbringen der Laserenergie an den Koagulationsort in den Mikrosekundenbereich, teils bis in Picosekundenbereich verringert und die Wiederholrate auf 50 bis 200 Hz angehoben. Veröffentlichungen dazu sind erfolgt in "Lasers in Surgery and Medicine" 1994, 15(1) p 44-53 ("Intracular microsurgery with a picosecond Nd;YAG laser"). Die mit dieser verkürzten Impulsdauer im Pigmentepithel oder anderen tiefen Retinaschichten deponierte Laserenergie bewirkt, daß Wärmeleitungsprozesse in die Umgebung

vernachlässigbar sind. Daraus ergibt sich der medizinische Vorteil, daß die Koagulationswirkung auf die unmittelbare Umgebung des retinalen Pigmentepithels beschränkt bleibt und somit eine Schädigung insbesondere der darüberliegen-

den Nervenfaserschicht vermieden werden kann. Nachteilig dabei ist jedoch, daß die Koagulationswirkung an der Fundusoberfläche nicht mehr ophthalmoskopisch erfaßt werden kann. Damit ist die Kontrolle des Fortschrittes der Koagulation sowie eine automatische Steuerung durch Detektion des von der Fundusoberfläche rückgestreuten Koagulationslichtes, wie oben beschrieben, nicht mehr möglich; der erreichte Behandlungszustand kann während der Koagulation nicht mehr kontrolliert werden.

Ähnlich verhält es sich bei der photodynamischen Therapie als neuere Methode zum selektiven Verschluß subretinaler Neovaskularisationen; Veröffentlichungen dazu in Ophthalmologie (1994) 91; Seiten 789-795, Springer-Verlag 1994. Die photodynamische Therapie nutzt die systemische Gabe eines primär nichttoxischen Photosensibilisators mit gezielter Lichtaktivierung des Farbstoffes durch Laserintensitäten unterhalb der Schädigungsgrenze. Bei einer Lichte xposition von 10-25 J/cm<sup>2</sup> ist ein kompletter Verschluß der oberflächlichen, kapillaren Aderhaut ohne ausgedehnte Netzhautschäden erzielbar. Eine Erhöhung der Dosis auf 50-100 J/cm<sup>2</sup> führt sowohl zum kompletten Verschluß auch tiefer gelegener Aderhautgefäß als auch zur Beeinflussung anliegender Retinabereiche. Nachteilig ist hier ebenfalls, daß die Veränderungen an den tieferliegenden Retinaschichten mit bekannten Verfahren und Anordnungen nicht mehr ophthalmoskopisch erfaßt werden können, da lediglich Veränderungen an der Fundusoberfläche erkennbar und auswertbar sind. Damit ist die Kontrolle des Fortschrittes der photodynamischen Therapie sowie eine automatische Steuerung anhand der Detektion des von der Fundusoberfläche rückgestreuten Lichtes wie bei den neuen Koagulationsverfahren nicht möglich.

In EP 0 697 611 A2 wird die Optische Kohärenztomographie (optical coherence tomography - OCT) zur Anzeige und Kontrolle von laserinduzierten Gewebsveränderungen genutzt, um so den Therapielaser steuern und kontrollieren zu können. Einem Therapielaser wird ein Strahlengang zur optischen Kohärenztomographie überlagert, so daß das Koagulationsareal zur Erzeugung von Tiefenschnittbildern scannend abgetastet wird. Therapielaser und Scangebiet werden mittels einer Beobachtungseinheit gemeinsam auf dem Fundus positioniert. Dieser Vorschlag ist geeignet, die Koagulationswirkung an einem vorgegebenen Ort in tieferen Retinaschichten beobachten zu können. Nachteilig an diesem Verfahren und der zugehörigen Anordnung jedoch ist, daß eine Lokalisierung des Koagulationsareals nicht möglich ist, weil zur Beobachtung des gesamten Fundus mittels OCT die zu erfassenden Datenmengen viel zu umfangreich und auch die notwendige Meßzeit viel zu groß wäre.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine gattungsgemäße Anordnung zur Laserkoagulation so weiterzubilden, daß auch während einer Koagulationsbehandlung mit kurzen Laserimpulsen ein objektiver Nachweis der durch die Koagulation bewirkten Veränderungen in tieferen Gewebe schichten möglich und daraus eine unmittelbare Schlussfolgerung für den Abbruch oder die Fortführung der Behandlung ableitbar ist.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einer Anordnung der vorgenannten Kategorie dadurch gelöst, daß Mittel zur Beaufschlagung des Koagulationsorts und/oder dessen nahe Umgebung mit einer optischen Meßstrahlung während einer Behandlungssitzung vorgesehen sind und daß mindestens eine Meßeinrichtung zur Erfassung der von dem be-

aufschlagten Ort ausgehenden optischen Strahlung vorhanden ist. In der Meßeinrichtung sollte ein Detektor vorgesehen und dem Detektor eine Auswerteeinheit und eine Informationsausgabeeinheit nachgeschaltet sein. Die Meßeinrichtung kann mit der Bedien- und Steuereinheit gekoppelt sein.

Daraus ergibt sich der Vorteil, daß während einer Koagulationsbehandlung ein objektiver Nachweis der mit den Therapieimpulsen bewirkten Veränderungen in den Gewebschichten möglich und daraus eine unmittelbare Schlußfolgerung für den Abbruch oder die Fortführung der Behandlung ableitbar ist.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, daß eine separate Strahlungsquelle zum Außenrand eines auf den Koagulationsort und/oder dessen naher Umgebung gerichteten Meßstrahlenganges vorgesehen ist, daß optische Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges in den Therapicstrahlengang vorgesehen sind und daß eine Einrichtung zur gleichzeitigen Beaufschlagung mehrerer, in der Tiefe des Gewebes gestaffelter und/oder neben dem Koagulationsort gelegener Meßorte vorhanden ist.

Damit ist es auch bei Behandlung mit kurzen Laserimpulsen, die im Mikrosekunden- bis Picosekundenbereich liegen können, möglich, den objektiven Nachweis von Veränderungen zu erbringen, die nicht an der Oberfläche des behandelten Gewebes erkennbar sind, und unmittelbare Schlußfolgerungen für den Abbruch oder die Fortführung der Behandlung mit weiteren Therapieimpulsen abzuleiten.

Im Rahmen der Erfindung liegt es, wenn die Strahlungsquelle als kurzkohärente Lichtquelle ausgelegt ist und ein Interferometer sowie ein auf die kurzkohärente Lichtquelle abgestimmter Detektor vorgesehen sind, wobei das Interferometer mit mindestens einem Referenzarm variabler Länge versehen ist und mindestens einen zum Teil im Auge liegenden Meßarm aufweist. Der so erzeugte Meßstrahlengang kann vorteilhafterweise dem Therapiestrahlengang koaxial überlagert sein; es sollte eine gemeinsame Ablenkung von Meßstrahlengang und Therapiestrahlengang zur Veränderung des Auf treffortes am Augenhintergrund erfolgen.

Das Interferometer kann als Faserinterferometer ausgeführt sein, bei dem die Anzahl an Lichtleitfasern der Anzahl der vorgesehenen Meßorte entspricht, die einzelnen Lichtleitfasern in den Referenzarmen unterschiedliche Längen aufweisen und den einzelnen Meßorten Lichtleitfasern unterschiedlicher Längen zugeordnet sind. Damit wird erreicht, daß die von den Meßorten kommenden Informationen unterschiedliche optische Weglängen in den Referenzarmen zurückzulegen haben, wodurch eine zeitlich versetzte Detektion der von den Meßorten kommenden Informationen gewährleistet ist.

Alternativ zur vorgenannten Ausgestaltungsvariante kann das Interferometer über eine Optik zur Aufspaltung des Meßstrahlenganges in mehrere Einzelstrahlengänge verfügen, wobei die Anzahl der Einzelstrahlengänge der Anzahl der vorgesehenen Meßorte entspricht, die Einzelstrahlengänge an unterschiedlichen Orten aus der Optik austreten und in den Referenzarmen der Einzelstrahlengängen planparallele Platten unterschiedlicher Dicke angeordnet sind, wodurch für die von den Meßorten kommenden Informationen unterschiedliche optische Weglängen in den Referenzarmen zurückzulegen haben und damit eine zeitlich versetzte Detektion gewährleistet ist.

Vorteilhafterweise sollten die Austrittsorte der Einzelstrahlengänge radialsymmetrisch zum Therapiestrahlengang angeordnet sein; es sollte eine gemeinsame Ablenkung von Meßstrahlung und Therapiestrahlengang zur Veränderung des Auf treffortes am Augenhintergrund erfolgen.

Die Informationsausgabeeinheit sollte über mindestens ein Display zur Anzeige des Reflexionsgrades am Fundus verfügen.

In einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung ist mindestens eine Strahlungsquelle vorgesehen, deren Lichtwellenlänge mindestens ein körpereigenes und/oder körperfremdes Fluophor anregt und es sind optische Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges in den Therapiestrahlengang, ein Detektor sowie mindestens ein vor dem Detektor anordnbarer optischer Filter vorhanden. Dabei ist der Filter auf die Fluoreszenzwellenlänge des Fluophors abgestimmt.

Der vor dem Detektor anordnbare optischer Filter kann dabei auf die Autofluoreszenzwellenlänge von 512 nm des körpereigenen Fluophors Lipofuscin abgestimmt sein.

Aus dem Vergleich der empfangenen Signale mit einem Referenzwert können Informationen über das Fluoreszenzverhalten und/oder das Autofluoreszenzverhalten des Gewebes gewonnen werden. Damit können Veränderungen des 20 Fluoreszenz- und/oder Autofluoreszenzverhaltens infolge der Behandlung sofort registriert und ausgewertet werden.

Die Informationsausgabeeinheit sollte für diesen Fall über mindestens ein Display zur Anzeige der Farbintensität und/oder des Reflexionsgrades am Fundus verfügen.

Zur seitlichen Ablenkung des Meßstrahlenganges sowie zur seitlichen Ablenkung des Therapiestrahlenganges kann eine gemeinsame Scaneinrichtung vorgesehen sein, woraus sich eine Vereinfachung des Aufbaues der Anordnung sowie eine einfache Bedienbarkeit ergibt. So ist eine Lokalisierung des Koagulationsareals bei einer im Umfang begrenzten Datenmenge und bei geringer Meßzeit möglich ist, was die Beobachtung des gesamten Fundus während der Behandlung erlaubt.

Die Scaneinrichtung kann vorteilhafterweise mit einem umlaufenden Polygonspiegel zur Ablenkung der überlagernden Strahlengänge in einer ersten Koordinate und mit einem schwingenden Galvanometerspiegel zur Ablenkung in einer zweiten Koordinate versehen sein.

In verschiedenenartigen Ausgestaltungen der Erfindung 40 können die optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges in den Therapiestrahlengang zwischen dem Koagulationslaser und einer Zoom-Optik, zwischen der Zoom-Optik und der Ablenleinrichtung oder auch nach der Ablenleinrichtung angeordnet sein.

Weiterhin kann in der Informationsausgabeeinheit ein akustischer Signalgeber vorgesehen sein, der bei Überschreitung eines vorwählbaren Wertes für den Reflexionsgrad und/oder die Farbintensität an einem Meßort ausgelöst wird.

Oftmals kann es auch von Vorteil sein, wenn die Anordnung zur Laserkoagulation über einen Ziellaser zum Anvisieren des Behandlungsgebietes verfügt und dieser mit der Bedien- und Steuereinheit gekoppelt ist.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung ist eine 55 Strahlungsquelle vorgesehen, die sowohl zur Aussendung einer Therapiestrahlung als auch zur Aussendung einer Meßstrahlung ausgelegt ist, wobei die Meßstrahlung im Gegensatz zur Therapiestrahlung Eigenschaften aufweist, die keine bleibenden Gewebeveränderungen bewirken; es ist weiter eine Vorrichtung zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung und umgekehrt vorhanden; des Weiteren ist ein Detektor zur Erfassung der von den Meßorten ausgehenden optischen Strahlung über eine Auswerteinheit sowie eine Informationsausgabeeinheit mit der Bedien- und Steuereinheit und/oder mit der Vorrichtung zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlungskonfiguration gekoppelt.

Der Vorteil dieser Variante besteht darin, daß weniger Baugruppen (Laser, Ansteuereinheiten usw.) erforderlich sind und die Anordnung demzufolge mit bedeutend geringerer Baugröße ausgeführt werden kann.

Als Vorrichtung zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung kann mindestens ein in den Strahlengang einbringbarer optischer Filter vorgesehen sein. Sind mehrere Filter zum wechselweisen Einbringen vorgesehen, sollten diese auf einem Filterrad angeordnet sein.

Denkbar ist auch, als Vorrichtung zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung mindestens einen Leistungsschalter vorzusehen.

Auch in dieser Ausgestaltungsviariante können Einrich-tungen zur gleichzeitigen Beaufschlagung mehrerer, in der Tiefe des Gewebes gestaffelter Meßorte wie auch Mittel zur Auswertung der von den Meßorten ausgehenden optischen Strahlung gemäß der weiter oben beschriebenen Ausführun-gen vorhanden sein.

Die Erfindung bezieht sich ferner auf ein Verfahren zur Ermittlung von Veränderungen in tiefen Gewebebeschichten der Retina beim Betreiben einer Anordnung zur Laserkoagulation einschließlich ihrer Ausgestaltungsvarianten.

Erfundungsgemäß ist dabei vorgesehen, daß während ei-ner Behandlungssitzung mindestens ein optischer Meßstrah-lengang auf mindestens einen Meßort gerichtet wird, der mit dem Koagulationsort identisch ist oder in dessen naher Umgebung liegt, daß die nach dem Auftreffen der Meßstrahlung vom Meßort ausgehende optische Strahlung detektiert und hinsichtlich physikalischer und/oder chemischer Eigen-schaften des Gewebes am Meßort ausgewertet wird, daß das Ergebnis dieser Auswertung einem Soll-Ist-Vergleich auf der Grundlage eines Referenzwertes unterzogen wird und daß aus dem Ergebnis des Vergleiches ein Signal für den Abbruch oder die Fortsetzung der Behandlung abgeleitet und wirksam gemacht wird.

Der Therapielaser kann dabei mit Impulsdauern im Mi-krosekundenbereich oder darunter bei einer Wiederholrate von 50 bis 200 Hz arbeiten.

Der wesentliche Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, daß während der Behandlung ein objektiver Nachweis der durch die Koagulation bewirkten Gewebeveränderungen möglich und daraus eine unmittelbare Schlußfolgerung für den Abbruch oder die Fortführung der Behandlung ableitbar ist. Das Verfahren ist anwendbar im Zusammenhang mit neuen, gewebeschonenden Koagulationsverfahren. Weiterhin ist das Verfahren anwendbar im Zusammenhang mit der photodynamischen Therapie, bei der ebenfalls der Behandlungserfolg bzw. der Behandlungsfortschritt anhand von Veränderungen der unterhalb der Fundusoberfläche liegen-den Retinaschichten beurteilt werden muß.

Aus der vom Meßort empfangenen optischen Strahlung können Werte über das Reflexionsvermögen des Gewebes zu Beginn und im weiteren, bei wiederholter Beaufschlagung des Meßortes, über die Veränderung des Reflexions-vermögens im Verlaufe der Behandlung ermittelt werden, indem die Intensität der optischen Strahlung, die nach dem Auftreffen der Therapiestrahlung vom Koagulationsort oder dessen naher Umgebung ausgeht, erfaßt und mit einem Re-fenzwert verglichen wird. Hierzu ist es von Vorteil, wenn mehrere in der Tiefe des Gewebes gestaffelte Meßorte gleichzeitig mit der Meßstrahlung beaufschlagt werden und die von diesen Meßorten ausgehende optische Strahlung zitisch zueinander versetzt ausgewertet wird.

Auf diese Weise ist die laserinduzierte Veränderungen tieferliegender retinaler Gewebebeschichten nachweisbar und somit eine gezielte Koagulation in diesen Schichten mög-

lich.

Alternativ zur Auswertung des Reflexionsvermögens und auch gleichzeitig damit kann die Farbintensität bzw. die Lichtwellenlänge der vom Meßort ausgehenden optischen

5 Strahlung erfaßt werden; aus dem Vergleich mit dem Refe-renzwert können Informationen über das Fluoreszenzver-halten des Gewebes wie auch Informationen über Verände-rungen im Verhalten körperfremder nichttoxischer Photo-sensibilisatoren am Meßort abgeleitet werden. Auch hierbei ist die Gewinnung dieser Informationen zu Beginn der Be-handlung wie auch in deren Verlauf möglich.

Daraus ergibt sich der Vorteil, daß die zu erfassenden Da-tenmengen und auch die notwendige Meßzeit soweit be-grenzt sind, daß eine Beobachtung des gesamten Fundus

15 möglich ist. Da die Fluoreszenzstrahlung insbesondere aus tieferliegenden retinalen Gewebebeschichten stammt, ist die Beurteilung dieser tieferliegenden Koagulationsorte mög-lich.

Das Aussenden des Meßstrahles kann mit Hilfe einer ge-

20 sonderter Strahlungsquelle konform und im wesentlichen zeitgleich mit dem Aussenden des Therapielaserstrahles er-folgen, wobei die Meßstrahlung in den Therapiestrahlen-gang eingekoppelt und bei einer Veränderung des Koagula-tionsortes mit dem Therapiestrahlenang abgelenkt wird.

25 Die von den Meßorten ausgehende optische Strahlung ge-langt auf dem Weg der Meßstrahlung zurück und wird zur Auswertung aus dem Therapiestrahlenang ausgekoppelt.

Alternativ dazu kann es jedoch vorteilhaft sein, wenn das Aussenden des Therapie- wie auch des Meßstrahlenganges

30 von derselben Strahlungsquelle erfolgt, wobei diese Strahlungsquelle im zeitlichen Wechsel von einer für die Thera-pie geeigneten Strahlung auf eine für die Messung geeignete Strahlung und umgekehrt umschaltbar sein sollte. Dazu kann der Therapielaser nach einem zeitlich begrenzten Koagulationsvorgang (ein oder mehrere Therapieimpulse) auf eine zur Messung geeignete Leistung umgeschaltet, nach

35 der Umschaltung mindestens ein Meßimpuls ausgelöst, die danach vom Meßort ausgehende optische Strahlung detek-tiert und ausgewertet und nach Auswertung entsprechend 40 dem Auswerteregebnis die Behandlung entweder abgebro-chnen oder der Therapielaser auf die zur Therapie erforder-liche Leistung geschaltet und die Koagulation fortgesetzt werden.

Die Umschaltung des Therapiestrahlenanges in einen

45 Meßstrahlengang kann z. B. durch Umschaltung der Laser-licht-Wellenlänge mit Hilfe von in den Strahlengang ein-schwenkbaren optischen Filtern erfolgen. Möglich ist auch, Leistungschaltermitteln und die Umschaltung des The-raapiestrahlenanges in einen Meßstrahlengang durch Um-schaltung der Laserleistung vorzunehmen.

Die Erfindung wird nachfolgend an einem Ausführungs-beispiel näher erläutert. In den zugehörigen Zeichnungen zeigen

55 Fig. 1 eine Prinzipdarstellung der erfundungsgemäßen Anordnung;

Fig. 2 eine erste Ausgestaltungsvariante der erfundungs-gemäßen Anordnung;

Fig. 3 eine erste Variante eines Interferometers zur Aus-wertung;

60 Fig. 4 eine zweite Variante eines Interferometers zur Aus-wertung;

Fig. 5 eine Anordnung der Meßstrahlung um den Thera-piestrahl;

Fig. 6 eine zweite Ausgestaltungsvariante der erfundungs-gemäßen Anordnung;

Fig. 7 eine Ausgestaltungsvariante mit einer Strahlungsquelle, umschaltbar für Therapie- und Meßstrahlengang.

In Fig. 1 ist eine Anordnung zur Laserkoagulation dem

Prinzip nach dargestellt. Hier sind ein Koagulationslaser 1 zur Erzeugung des auf das menschliche Auge 2 gerichteten Therapiestrahlganges 3, eine Zoom-Optik 4 zum Einstellen des Therapiestrahldurchmessers, eine Ablenkeinrichtung 5 zur örtlichen Veränderung des Auftreffortes des Therapiestrahles am Augenhintergrund sowie eine Bedien- und Steuereinheit 6, welche mit den vorgenannten Baugruppen verbunden ist, vorgesehen. Neben diesen Baugruppen zur therapeutischen Behandlung weist der Koagulator eine Meßeinrichtung 7 auf, die über eine Strahlungsquelle 8 zum Aussenden eines Meßstrahlenganges 9 verfügt (vgl. Fig. 2). Weiterhin sind optische Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges 9 in den Therapiestrahlgang 3 vorhanden (siehe auch Fig. 2 und Fig. 6). Hier in Fig. 1 sind beispielhaft die Positionen 10, 11, 12 angegeben, an denen eine Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges 9 in den Therapiestrahlgang 3 vorgesehen sein kann. So ist es in unterschiedlichen Ausgestaltungen der Erfindung möglich, die optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges 9 in den Therapiestrahlgang 3 an der Position 10 zwischen dem Koagulationslaser 1 und der Zoom-Optik 4, an der Position 11 zwischen der Zoom-Optik 4 und der Ablenkeinrichtung 5 oder auch an der Position 12 im Therapiestrahlgang 3 nach der Ablenkeinrichtung 5 anzutragen. Des weiteren sind eine Funduskamera 13 sowie eine Beleuchtungsoptik 14 vorgesehen.

In Fig. 2 ist eine erste Ausführungsvariante der erfindungsgemäßen Anordnung detailliert dargestellt, in welcher die Meßeinrichtung 7 als Einrichtung zur optischen Kurzkohärenz-Interferometrie zur tiefenaufgelösten Erfassung des aktuellen Gewebezustandes ausgebildet ist. Zu diesem Zweck sind in der Meßeinrichtung 7 neben der Strahlungsquelle 8 zur Erzeugung des Meßstrahlenganges 9 eine interferometrische Anordnung 15, ein Detektor 16, eine Auswerteeinheit 17 und eine Informationsausgabeeinheit 18 vorgesehen und in der dargestellten Weise miteinander verknüpft.

Eine Besonderheit der interferometrische Anordnung 15 besteht darin, daß sie mit optischen Mitteln zur Aufspaltung des Meßstrahlenganges 9 in mehrere Einzelstrahlengänge (siehe Fig. 3 und Fig. 4) ausgestattet ist.

In Fig. 3 ist die interferometrische Anordnung 15 beispielhaft mit drei Lichtleitfasern 19, 20, 21 ausgestattet. Als Strahlungsquelle 8 sei hier eine Superlumineszenzdiode vorgesehen. Die Lichtleitfasern 19, 20, 21 sind mittels Verzweigungen 22 räumlich getrennt, so daß drei einzelne Weiße-Licht-Interferometer mit den optischen Teilen 23, den Referenzarmen 24 und den Meßarmen 25 vorhanden sind. Die Länge der Referenzarme 24 ist mit Hilfe des gemeinsamen verstellbaren Reflektors 26 variabel. Außerdem sind die einzelnen Referenzarme 24 mit unterschiedlichen Längen ausgeführt (angedeutet durch Schleifen in den Referenzarmen 24). Als Baugruppe zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges 9 ist ein optischer Teiler 27 vorgesehen (siehe Fig. 2). Die räumliche Trennung der Lichtleitfasern 19, 20, 21 und die Eintrittsorte der Einzelstrahlengänge in den Therapiestrahlgang sind beispielsweise geometrisch so festgelegt, daß die drei Einzelstrahlengänge radialsymmetrisch zur optischen Achse des Therapiestrahlganges angeordnet sind (siehe Fig. 5).

In Fig. 4 ist eine zweite Ausführungsvariante der interferometrischen Anordnung 15 dargestellt, die über eine Optik 28 zur Aufspaltung des Meßstrahlenganges 9 in (ebenfalls beispielhaft) drei Einzelstrahlengänge verfügt. Die Einzelstrahlengänge treten an unterschiedlichen Orten aus der Optik aus; in den Referenzarmen 32 der Einzelstrahlengängen sind planparallele Platten 29, 30, 31 unterschiedlicher Dicke angeordnet, wodurch sich für die einzelnen Referenzarme

unterschiedliche optische Weglängen ergeben. Auch hier sind die Längen der Referenzarme 32 mit Hilfe eines gemeinsamen verstellbaren Reflektors 33 variabel. Die räumliche Trennung der Einzelstrahlengänge und ihre Eintrittsorte in den Therapiestrahlgang sind hierbei jeweils geometrisch so festgelegt, daß die drei Einzelstrahlengänge radialsymmetrisch zur optischen Achse des Therapiestrahlganges angeordnet sind (siehe Fig. 5).

Die Informationsausgabeeinheit 18 weist ein Display 34 zur tiefenaufgelösten Darstellung von Informationen über den Reflexionsgrad des Gewebes an den Meßorten auf (vgl. Fig. 2). Die Meßeinrichtung 7 ist mit der Bedien- und Steuereinheit 6 verbunden. Die Bedien- und Steuereinheit 6 ihrerseits ist so ausgebildet, daß die Einbindung der Meßeinrichtung in die Gesamtfunktion der Anordnung zur Laserkoagulation gewährleistet ist, z. B. durch Einrichtungen zum Starten der Strahlungsquelle 8, durch eine Einrichtung zur Kopplung von Meßergebnis (z. B. Signalhöhe der Reflexion) und Ausschalter für den Therapielaser zwecks Abbruch der Behandlung im Falle einer Überschreitung vorgegebener Werte usw.

Beim Betreiben der in Fig. 2 beschriebenen Anordnung wird wie folgt verfahren:

Mittels der Funduskamera 13 wird vor Behandlungsbeginn das Behandlungsgebiet anvisiert und dann die Strahlungsquelle 8 eingeschaltet. Dann wird ein ständiger Scanvorgang in der interferometrischen Anordnung 15 durch stetige Verstellung des Reflektors 26 in z-Richtung ausgelöst, um die Meßtiefe zu variieren.

Das von der Strahlungsquelle 8 ausgehende Licht erreicht über die optischen Teile 23 (Fig. 3 bzw. Fig. 4), die Meßarme 25 (Fig. 3 bzw. Fig. 4) und dann über den optischen Teiler 27 zur Einkopplung in den Therapiestrahlgang (Fig. 2), die Zoom-Optik 4 und die Ablenkeinrichtung 5 den Koagulationsort bzw. dessen nähere Umgebung im Auge 2, wird dort vom Gewebe reflektiert, gelangt auf demselben Wege zurück zu den optischen Teilen 23 und wird hier in die Referenzarme 24 gelenkt.

Aufgrund der großen optischen Weglänge des entsprechenden Referenzarmes erscheinen diejenigen Reflexionssignale zuerst am Eingang des Detektors 16, die im Meßarm den kürzesten Weg zu durchlaufen haben. Anschließend erscheinen der Reihe nach die Signale mit den längeren Meßarmen. Auf diese Weise liefert jeder Einzelstrahlengang der interferometrischen Anordnung 15 Informationen aus unterschiedlichen Tiefen der Retina, wobei die Verstellposition des Reflektors 26 ein Maß ist für eine bestimmte Tiefe und den jeweiligen Meßort, aus der die Information kommt. Aus dieser Beziehung werden in der Auswerteeinheit durch entsprechende logische Verknüpfungen tiefenaufgelöste Informationen über den Zustand des Gewebes vor Behandlungsbeginn gewonnen, und zwar (im Querschnitt durch den Therapielaserstrahl 3 betrachtet) an drei Orten, die entsprechend der geometrischen Anordnung der Einzelstrahlengänge zum Therapielaserstrahl 3 radialsymmetrisch um den Koagulationsort verteilt sind.

Nach dieser Ermittlung des Anfangszustandes erfolgt die Behandlung mit dem Therapielaser. Dabei wird die Gewinnung tiefenaufgelöster Informationen über das Reflexionsvermögen des Gewebes fortgesetzt, so daß die mit der Koagulationswirkung eintretende Gewebeveränderung anhand der Reflexionssignale ermittelt werden kann. Die Intensität bzw. Signalhöhe der vom Meßort ausgehenden Strahlung entspricht dem Zustand in einer bestimmten Tiefe der retinalen Gewebestruktur, weil sich die Reflexivität während der Koagulation verändert.

Die ermittelten Signalhöhen werden auf dem Display 34 der Informationsausgabeeinheit 18 dargestellt und so dem

Operateur zugänglichgemacht. Dieser entscheidet in Abhängigkeit von der Signalhöhe oder Signalform über den Abbruch oder die Fortsetzung der Behandlung. Daneben ist es denkbar, bei Erreichen einer vorgegebenen Signalhöhe in einer bestimmten Gewebetiefe ein akustisches oder optisches Warnsignal auszulösen, das den Operateur zum Abbruch veranlaßt. Bei entsprechender Weiterverarbeitung des Informationssignales kann so auch der automatische Abbruch veranlaßt werden, z. B. durch Abschaltung des Therapiestrahles.

Möglich ist es auch, bei Beginn der Koagulation das Anzeigebild als Anfangsstand zu speichern und während der Behandlung als Vergleichsbild darzustellen. Der Vergleich erfolgt anhand eines oder mehrerer weiterer Anzeigebildern, die während des Fortganges der Behandlung auf dem Display zur Anzeige gebracht werden, wobei durch Einsatz einer Bildverarbeitungseinrichtung eine besonders deutliche Anzeige der Veränderung erfolgen kann. Die zulässigen Signalhöhen für eine bestimmte Tiefe kann vor Beginn der Behandlung durch den Operateur vorgegeben werden.

Selbstverständlich sind Anordnungen denkbar, bei denen mehr als nur die beispielhaft dargestellten drei Einzelstrahlengänge vorgesehen sind, so daß eine höhere Anzahl von Meßorten möglich ist.

In Fig. 6 ist eine zweite Ausführungsvariante der erfundungsgemäßen Anordnung detailliert dargestellt, in welcher als Ablenkteinrichtung zur örtlichen Veränderung des Auf treffortes des Therapiestrahlganges 3 die Scaneinrichtung 35 vorgesehen ist, die im wesentlichen aus einem Polygonspiegel 36 zur Ablenkung in X-Richtung und einem Galvanometerspiegel 37 zur Ablenkung in Y-Richtung seitlich zum Koagulationsort besteht. Des Weiteren ist eine Optikbaugruppe 45 zur Kompensation von Fokusveränderung und Astigmatismus des zu untersuchenden Auges 2 vorhanden. Die Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges 9 in bzw. aus dem Therapiestrahlgang 3 erfolgt in diesem Beispiel zwischen der Zoom-Optik 4 und der Ablenkteinrichtung (Position 11 in Fig. 1). Der Meßstrahlengang 9 ist dabei dem Therapiestrahlgang 3 kolinear überlagert.

Die Meßeinrichtung 7 umfaßt in diesem Fall neben der Strahlungsquelle 38 einen Detektor 39, eine Auswerteeinheit 40, eine Informationsausgabeeinheit 41 sowie eine Filtereinheit 42, welche im Strahlengang vor dem Detektor 39 angeordnet ist. Die Filtereinheit 42 ist so ausgelegt, daß mindestens ein optischer Filter 43, etwa durch Anordnung auf einem Filterrad, in den Strahlengang einschwenkbar ist.

Der in Fig. 6 beschriebenen Anordnung ist folgendes Verfahren zum Betreiben zugeordnet:

Vor Behandlungsbeginn wird die Strahlungsquelle 38 eingeschaltet und die Scaneinrichtung 35 in Betrieb gesetzt. Durch die Bewegung des Polygonspiegels 36 und des Galvanometerspiegels 37 wird der Meßstrahlengang 9 über den Fundus gescannt; gleichzeitig wird mit dem Detektor 39 die Intensität des reflektierten Lichtes aufgezeichnet. Wenn beispielsweise die Rotation des Polygonspiegels 36 synchronisiert mit der Zeilenfrequenz am Display 44 und die Bewegung des Galvanometerspiegels 37 synchron zur Bildwiederholfrequenz erfolgt, kann das in der Auswerteeinheit 40 aufbereitete Ausgangssignal des Detektors 39 am Display 44 angezeigt werden. Entspricht dabei die Transmissionswellenlänge des Filters 43 der Wellenlänge der Strahlungsquelle 38, wird das Fundusbild in Schwarz/Weiß analog dargestellt.

Liegt die Wellenlänge der Strahlungsquelle 38 in einem Bereich, bei dem gewünschte Fluophore zur Autofluoreszenz angeregt werden, wie z. B. Lipofuscin bei einer Wellenlänge von 512 nm, dann wird nach dem Einschwenken eines weiteren optischen Filters mit einer auf die Fluoreszenz ab-

gestimmten Transmissionswellenlänge mit dem Detektor 39 die Autofluoreszenz des Gewebes an den Orten der Retina registriert, auf die der Strahlengang gerichtet ist. Die detektierte Signalhöhe kann dann in gleicher Weise wie oben beschrieben am Display 44 dargestellt werden.

Werden mit der Filtereinheit 42 die optischen Filter synchron zur Bildaufbaufrequenz gewechselt, erfolgt die Darstellung von Reflektivität und Fluoreszenz zwar zeitlich nacheinander, bei genügend hoher Bildwiederholfrequenz aber wird vom menschlichen Auge trotzdem nur das entstehende überlagerte Fundusbild wahrgenommen. Eine Ausgestaltungsvariante kann z. B. vorsehen, Fundusbild und Fluoreszenzbild in unterschiedlichen Farben darzustellen. Das kann durch Wechseln der Filter für verschiedene, in diesem Zusammenhang relevante Wellenlängenbereiche geschehen. Die empfangene Signalhöhe ist charakteristisch für den Zustand des Gewebes zu Beginn der Behandlung.

Nach dieser Erfassung des Anfangszustandes erfolgt die Behandlung mit dem Therapielaser. Dabei wird die Gewinnung seitlich aufgelöster Informationen über die Autofluoreszenz und/oder der Reflektivität des Gewebes fortgesetzt, so daß die mit dem Koagulationsfortschritt eintretende Gewebeveränderung anhand der ermittelten Farbintensität kontrolliert werden kann. Die Farbintensität bzw. eine entsprechende Signalhöhe der von den Meßorten ausgehenden Strahlung entspricht dabei dem Zustand der retinalen Gewebestruktur an diesen Orten, weil sich das Fluoreszenzverhalten während der Koagulation verändert.

Die ermittelten Werte werden auf dem Display 44 dargestellt und so dem Operateur zugänglich gemacht. Dieser entscheidet in Abhängigkeit von der Größe der Werte über den Abbruch oder die Fortsetzung der Behandlung.

Auch hierbei ist es möglich, den Anfangszustand zu speichern und während der Behandlung als Vergleichsbild darzustellen. Der Vergleich erfolgt dann z. B. durch die Subtraktion des Anfangsbildes vom jeweiligen Anzeigebild der Fluoreszenzstrahlung, während die Fundusreflektivität zur Lokalisierung des Koagulationsortes unverändert angezeigt wird. Der Vergleich anhand mehrerer Fundusbilder ist optional möglich.

Die Steuerung des Koagulationslasers 1 und die Auswahl der am Fundus zu koagulierenden Bereiche kann aufgrund der gemeinsamen Scaneinrichtung 35 für den Meß- und den Therapiestrahlgang so vorgenommen werden, daß das Ein- und Ausschalten des Therapielasers durch zeitliche Synchronisation mit der Scaneinrichtung 35 oder in Abhängigkeit vom Ort des Meßstrahlenganges anhand der Bildinformation am Fundus erfolgt.

In beiden Fällen markiert der Operateur mit üblichen Mitteln, z. B. Mauszeiger, in einem ersten Fundusbild am Display 44 die Orte, die koaguliert werden sollen. Der markierten Bildkoordinate (x, y) ist eindeutig ein bestimmter Drehwinkel des Polygonspiegels 36 und eine bestimmte Stellung des Galvanometerspiegels 37 zuordenbar, denen wiederum feste Verzögerungszeiten innerhalb der Schwingungsperiode T des Galvanometerspiegels 37 bzw. eines Umlaufes des Polygonspiegels 36 entsprechen. Bei jeder Bildwiederholung wird nun der entsprechende Ort am Fundus koaguliert, indem der Koagulationslaser 1 mit der ermittelten Verzögerungszeit und Bildwiederholfrequenz angeschaltet wird.

Alternativ kann der Ort für die Koagulation aus der Bildkorrelation aufeinanderfolgender Fundusbilder ermittelt werden. Bei dieser Variante kann vorteilhafterweise eine mögliche Augenbewegung weitestgehend eliminiert werden.

Mit dieser in Fig. 6 dargestellten Anordnung können während eines Scavorganges mehrere unterschiedliche

Fundusorte koaguliert werden, so daß der gesamte Koagulationsvorgang zeitlich verkürzt wird. In allen Ansätzen gemeinsam wird ein eindeutiger Nachweis der Koagulationsareale ermöglicht, der für die aktuelle als auch die nachfolgende Behandlung dokumentiert werden kann.

Neben den bisher angegebenen Optionen ist es denkbar, bei Erreichen eines vorbestimmten Wertes ein akustisches oder optisches Warnsignal auszulösen, das den Operateur zum Abbruch veranlaßt. Bei entsprechender Weiterverarbeitung dieses Signales kann so auch der automatische Abbruch veranlaßt werden, z. B. durch Abschaltung des Therapiestrahles.

Wesentlich ist, daß neben den beschriebenen Ausgestaltungsanordnungen nach Fig. 2 und Fig. 6 weitere Anordnungskonfigurationen zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens vorstellbar sind, vor allem kann in einer erfindungsgemäßen Anordnung zur Laserkoagulation sowohl die tiefenaufgelöste Erfassung des Gewebezustandes wie auch die seitlich aufgelöste Erfassung des Autofluoreszenzverhaltens vorgesehen sein.

In Fig. 7 ist eine Anordnung dargestellt, bei der eine Strahlungsquelle vorhanden und diese sowohl zur Aussendung einer Therapiestrahlung 3 als auch zur Aussendung einer Meßstrahlung 9 ausgelegt ist, wobei die Meßstrahlung 9 im Gegensatz zur Therapiestrahlung 3 Eigenschaften aufweist, die keine bleibenden Gewebeveränderungen bewirken. Zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung und umgekehrt ist eine Vorrichtung 47 vorgesehen. Ein Detektor 39 dient der Erfassung der von den Meßorten ausgehenden optischen Strahlung; er ist über eine Auswerteeinheit 40 sowie eine Informationsausgabeinheit 41 mit der Bedien- und Steuereinheit 6 und mit der Vorrichtung 47 zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlungskonfiguration gekoppelt.

Bei der konstruktiven Auslegung ist zu beachten, daß die zulässigen Grenzwerte für Laserstrahlung, die für den Gelungsbereich Deutschland in VDE 0837 festgelegt sind, nicht überschritten werden. Für die Auslegung der Vorrichtung 47 zum Umschalten ist dabei u. a. auch entscheidend, ob eine punktförmige oder ausgedehnte Lichtquelle vorliegt; die entsprechenden Winkelbedingungen bzw. Grenzwinkel sind ebenfalls in der vorgenannten VDI dargelegt.

Als Vorrichtung 47 zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung 3 in die Konfiguration Meßstrahlung 9 sind beispielhaft mehrere auf einem Filterrad angeordnete und in den Strahlengang einbringbare optische Filter zur Herabsetzung der Lichtwellenlänge unter den zutreffenden Grenzwert vorgesehen.

Die Anordnung nach Fig. 7 kann über eine Einrichtung zur gleichzeitigen Beaufschlagung mehrerer, in der Tiefe des Gewebes gestaffelter Meßorte gemäß der weiter oben beschriebenen Ausgestaltungsvarianten und mit Mitteln zur Auswertung der von den Meßorten ausgehenden optischen Strahlung, ebenfalls wie weiter oben beschrieben, ausgestattet sein, so daß sich hier eine weiterführende Erläuterung erübrigt und statt dessen auf die obige Beschreibung verwiesen werden kann. Das trifft auch zu für die Verfahrensweise beim Betreiben dieser Ausgestaltungsvarianten.

#### Patentansprüche

1. Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten, mit mindestens einer Strahlungsquelle, einer Ablenkseinrichtung zur örtlichen Veränderung des Auftreffortes der Strahlung am Augenhintergrund und mit einer Bedien- und Steuereinheit, dadurch gekennzeichnet,

- daß Mittel zur Beaufschlagung des Koagulationsortes und/oder dessen naher Umgebung mit einer optischen Meßstrahlung (9) während der Behandlung vorgesehen sind,

- daß die Meßstrahlung optische Eigenschaften aufweist, durch welche sie von den Retinaschichten reflektierbar ist und/oder durch welche mindestens ein dem Gewebe eigenes und/oder fremdes Fluophor anregbar ist und
- daß mindestens eine Meßeinrichtung (7) für die vom beaufschlagten Ort ausgehende, von der Meßstrahlung (9) beeinflußte optische Strahlung vorhanden ist.

2. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in der Meßeinrichtung (7) ein Detektor vorgesehen ist, dem zur Bewertung des Reflexionsvermögens und/oder des Fluoreszenzverhaltens des Gewebes eine Auswerteeinheit und eine Informationsausgabeinheit nachgeschaltet sind.

3. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßeinrichtung (7) mit der Bedien- und Steuereinheit (6) gekoppelt ist.

4. Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

- daß als Meßstrahlungssource mindestens eine separate Strahlungsquelle (8) zum Aussenden eines auf den Koagulationsort und/oder dessen naher Umgebung gerichteten, von Retinaschichten reflektierbaren Meßstrahlenganges (9) vorgesehen ist,

- daß optische Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges (9) in den Therapiestrahlgang (3) vorgesehen sind,

- daß eine Einrichtung zur gleichzeitigen Beaufschlagung mehrerer, in der Tiefe des Gewebes gestaffelter und/oder neben dem Koagulationsort gelegener Meßorte vorhanden ist.

5. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsquelle (8) als kurzkohärente Lichtquelle ausgelegt, der Detektor (16) auf die kurzkohärente Lichtquelle abgestimmt und im Strahlengang zwischen der Strahlungsquelle (8) und dem Detektor (16) ein Interferometer (15) vorgesehen sind, wobei das Interferometer (15) mit mindestens einem Referenzarm variabler Länge versehen ist und mindestens einen zum Teil im Auge liegenden Meßarm aufweist.

6. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Meßstrahlengang (9) dem Therapiestrahlgang (3) koaxial überlagert ist und eine gemeinsame Ablenkung zur Veränderung des Auftreffortes am Augenhintergrund durch die Ablenkseinrichtung (5) erfolgt.

7. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Interferometer (15) als Faserinterferometer ausgeführt ist, bei dem die Anzahl Lichtleitfasern (19, 20, 21) der Anzahl der vorgesehenen Meßorte entspricht, die einzelnen Lichtleitfasern (19, 20, 21) in den Referenzarmen (24) unterschiedliche Längen aufweisen und die einzelnen Lichtleitfasern (19, 20, 21) verschiedenen Meßorten zugeordnet sind, wodurch die von den Meßorten ausgesendeten Signale unterschiedliche optische Weglängen im Referenzarm zu durchlaufen haben und somit eine zeitlich versetzte Detektion dieser Signale gewährleistet

ist.

8. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Interferometer (15) über eine Optik (28) zur Aufspaltung des Meßstrahlenganges (9) in mehrere Einzelstrahlengänge verfügt, wobei die Anzahl der Einzelstrahlengänge der Anzahl der vorgesehenen Meßorte entspricht, die Einzelstrahlengänge an unterschiedlichen Orten aus der Optik austreten und in den Referenzarmen der Einzelstrahlengänge planparallele Platten (29, 30, 31) unterschiedlicher Dicke angeordnet sind, wodurch die von den verschiedenen Meßorten kommenden Signale unterschiedliche optische Weglängen zu durchlaufen haben und somit eine zeitlich versetzte Detektion dieser Signale gewährleistet ist. 15
9. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Austrittsorte der Einzelstrahlengänge radialsymmetrisch zum Therapiestrahlgang (3) angeordnet sind und eine gemeinsame Ablenkung zur Veränderung des Auftreffortes am Augenhintergrund durch die Ablenleinrichtung (5) erfolgt. 20
10. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 4 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Informationsausgabeeinheit (18) über mindestens ein Display (34) zur Anzeige des Reflexionsgrades am Fundus verfügt. 25
11. Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, 30
- daß als Meßstrahlungsquelle mindestens eine Strahlungsquelle (38) vorgesehen ist, deren Lichtwellenlänge mindestens ein körpereigenes und/oder körperfremdes Fluophor anregt
  - daß optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges (9) in den Therapiestrahlgang (3) vorgesehen sind,
  - daß ein Detektor (39) sowie mindestens ein vor dem Detektor (39) anordnbarer optischer Filter (43) vorgesehen und auf die Fluoreszenzwellenlänge des Fluophors abgestimmt ist. 40
12. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der vor dem Detektor (39) anordnbare optischer Filter (43) auf die Autofluoreszenzwellenlänge von 512 nm des körpereigenen Fluophors Lipofuscin abgestimmt ist. 45
13. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß zur seitlichen Ablenkung des Meßstrahlenganges (9) sowie zur seitlichen Ablenkung des Therapiestrahlganges (3) eine gemeinsame Scaneinrichtung (35) vorgesehen ist. 50
14. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Scaneinrichtung (35) mit einem umlaufenden Polygonspiegel (36) zur Umlenkung der überlagerten Strahlengänge in einer ersten Koordinate und mit einem schwingenden Galvanometerspiegel (37) zur Umlenkung in einer zweiten Koordinate versehen ist. 55
15. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 11 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Informationsausgabeeinheit (18) über mindestens ein Display zur Anzeige der Farbintensität und/oder des Reflexionsgrades am Fundus verfügt. 60
16. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 4 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges (9) in den Therapiestrahlgang (3) im Strahlengang zwischen dem Koagulationslaser

(1) und einer Zoom-Optik (4) angeordnet sind. 65

17. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 4 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges (9) in den Therapiestrahlgang (3) im Strahlengang zwischen einer Zoom-Optik (4) und der Ablenleinrichtung (5) angeordnet sind. 70
18. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 4 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Baugruppen zur Ein- und Auskopplung des Meßstrahlenganges (9) in den Therapiestrahlgang (3) im Strahlengang nach der Ablenleinrichtung (5) angeordnet sind. 75
19. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Informationsausgabeeinheit (18) über einen akustischen Signalgeber verfügt, der bei Überschreitung eines vorwählbaren Wertes für den Reflexionsgrad und/oder die Farbintensität ausgelöst wird. 80
20. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich ein Ziellaser zum Anvisieren des Behandlungsgebietes bei Behandlungsbeginn vorhanden und mit der Bedien- und Steuereinheit (6) gekoppelt ist. 85
21. Anordnung zur Laserkoagulation von unterhalb der Fundusoberfläche liegenden Retinaschichten nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
- daß eine Strahlungsquelle sowohl zur Aussendung einer Therapiestrahlung als auch zur Aussendung einer Meßstrahlung ausgelegt ist, wobei die Meßstrahlung im Gegensatz zur Therapiestrahlung Eigenschaften aufweist, die keine bleibenden Gewebeveränderungen bewirken,
  - daß eine Vorrichtung (47) zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung und umgekehrt vorgesehen ist,
  - daß ein Detektor (39) zur Erfassung der von den Meßorten ausgehenden, von der Meßstrahlung (9) beeinflußten optischen Strahlung vorhanden und dem Detektor (39) eine Auswerteeinheit (40) sowie eine Informationsausgabeeinheit (41) nachgeschaltet ist. 90
22. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Informationsausgabeeinheit (47) mit der Bedien- und Steuereinheit (6) und/oder der Vorrichtung (47) zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung gekoppelt ist. 95
23. Anordnung zur Laserkoagulation nach Anspruch 21 oder 22, dadurch gekennzeichnet, daß als Vorrichtung (47) zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung mindestens ein in den Strahlengang einbringbarer optischer Filter vorgesehen ist. 100
24. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 21 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß als Vorrichtung (47) zum Umschalten und/oder Verändern der Strahlung von der Konfiguration Therapiestrahlung in die Konfiguration Meßstrahlung mindestens ein Leistungsschalter vorgesehen ist. 105
25. Anordnung zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 21 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung zur gleichzeitigen Beaufschlagung mehrerer, in der Tiefe des Gewebes gestaffelter Meßorte gemäß der Ansprüche 5 bis 9 vorhanden ist. 110
26. Verfahren zur Ermittlung von Veränderungen in tie-

fen Gewebeschichten der Retina beim Betreiben einer Anordnung zur Laserkoagulation gemäß den Ansprüchen 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet,

- daß während einer Behandlungssitzung mindestens eine Meßstrahlungsquelle eingeschaltet und ein von dieser Meßstrahlungsquelle ausgehender optischer Meßstrahlengang (9) mit Hilfe optischer Baugruppen in die Richtung gelenkt wird, in welche die Therapiestrahlung ausgesendet wird oder wurde, 10
- daß die infolge der Meßstrahlung aus deren Abstrahlungsrichtung eintreffende optische Strahlung detektiert und einer Auswerteeinheit zugeleitet wird, 15
- daß in der Auswerteeinheit zwecks Ermittlung des Reflexionsvermögens und/oder des Fluoreszenzverhaltens des Materials am Aufstreffort der Meßstrahlung ein Vergleich mit gespeicherten Referenzwerten vorgenommen und aus diesem Vergleich ein Ergebniswert gewonnen wird, 20
- daß der Ergebniswert einer Informationsausgabeeinheit zugeführt und von dieser ein vom Ergebniswert abhängiges sinnlich wahrnehmbares Signal ausgegeben wird.

27. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Auswerteeinheit ein Intensitäts-Istwert der detektierten optischen Strahlung zugeführt, dieser mit einem in der Auswerteeinheit gespeicherten Intensitäts-Sollwert verglichen, bei einer Überschreitung des Istwertes im Vergleich zum Sollwert ein Meldesignal an die Informationsausgabeeinheit weitergegeben und daraufhin von der Informationsausgabeeinheit ein akustisches Hinweissignal ausgegeben wird. 25

28. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 oder 27, dadurch gekennzeichnet, daß der Auswerteeinheit ein Farbintensitäts- bzw. Lichtwellenlängen-Istwert der detektierten optischen Strahlung zugeführt wird, dieser mit einem in der Auswerteeinheit gespeicherten Farbintensitäts- bzw. Lichtwellenlängen-Sollwert verglichen wird, der dem Fluoreszenzverhalten körpereigener und/oder körperfremder Fluorophore entspricht, bei einer Überschreitung des Istwertes im Vergleich zum Sollwert ein Meldesignal an die Informationsausgabeeinheit weitergegeben und daraufhin von der Informationsausgabeeinheit ein akustisches Hinweissignal ausgegeben wird. 35

29. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 oder 27, dadurch gekennzeichnet, daß der Auswerteeinheit ein Istwert der Farbintensität bzw. der Lichtwellenlänge der detektierten optischen Strahlung zugeführt wird, dieser mit einem in der Auswerteeinheit gespeicherten Farbintensitäts- bzw. Lichtwellenlängen-Sollwertverglichen wird, der dem Verhalten körperfremder nicht-toxischer Photosensibilisatoren nach Einwirkung der Therapiestrahlung entspricht, bei einer Überschreitung des Istwertes im Vergleich zum Sollwert ein Meldesignal an die Informationsausgabeeinheit weitergegeben und daraufhin von der Informationsausgabeeinheit ein akustisches Hinweissignal ausgegeben wird. 45

30. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 bis 29, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere in der Tiefe des Gewebes gestaffelte und/oder seitlich neben der Einstrahlungsrichtung für die Therapiestrahlung gelegene Orte gleichzeitig oder zeitlich nacheinander mit der

Meßstrahlung (9) beaufschlagt werden, die als Antwort aus der Abstrahlungsrichtung der Meßstrahlung eingetreffende optische Strahlung detektiert und einer Auswerteeinheit zugeleitet wird und in der Auswerteeinheit eine zeitgleiche oder durch Zwischenspeicherung von Meßwerten zeitlich versetzte Auswertung gemäß der Ansprüche 27 bis 30 vorgenommen wird.

31. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstrahlung (9) in mehrere Einzelstrahlengänge aufgezweigt wird, die Einzelstrahlengänge radialsymmetrisch um den Therapiestrahlenengang (3) gruppiert werden und so der aktuelle Zustand des Gewebes einerseits in der Tiefe gestaffelt und andererseits im seitlichen Abstand zum Koagulationsort ermittelt wird.

32. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß das Aussenden der Meßstrahlung (9) mit Hilfe einer gesonderten Strahlungsquelle konform und im wesentlichen zeitgleich mit dem Aussenden des Therapielaserstrahles (3) erfolgt, wobei die Meßstrahlung in den Therapiestrahlenengang (3) eingekoppelt, bei einer Veränderung des Koagulationsortes gemeinsam mit dem Therapiestrahlenengang (3) abgelenkt, die von den Meßorten ausgehende optische Strahlung auf dem Weg der Meßstrahlung (9) zurückgelangt und zur Auswertung aus dem Therapiestrahlenengang (3) auskoppelt wird.

33. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 bis 32, dadurch gekennzeichnet, daß das Aussenden des Therapielaserstrahles wie auch des Meßstrahlenganges von derselben Strahlungsquelle erfolgt.

34. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsquelle zunächst mit einer zur Therapie erforderlichen Leistung und/oder Wellenlänge betrieben wird, die Strahlungsquelle nach einem zeitlich begrenzten Koagulationsvorgang auf eine zur Messung geeignete Leistung und/oder Wellenlänge umgeschaltet, nach der Umschaltung mindestens ein Meßimpuls ausgelöst, die nach dem Auftreffen des Meßstrahles vom Meßort ausgehende optische Strahlung detektiert und ausgewertet und nach Auswertung entsprechend dem Auswerteergebnis die Behandlung entweder abgebrochen oder der Therapielaser auf die zur Therapie erforderliche Leistung und/oder Wellenlänge zurückgeschaltet und die Koagulation fortgesetzt wird.

35. Verfahren zum Betreiben von Anordnungen zur Laserkoagulation nach einem der Ansprüche 26 bis 34, dadurch gekennzeichnet, daß anhand der mit der Messung gewonnenen Informationen die Steuerung des Therapielasers erfolgt.

---

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

---

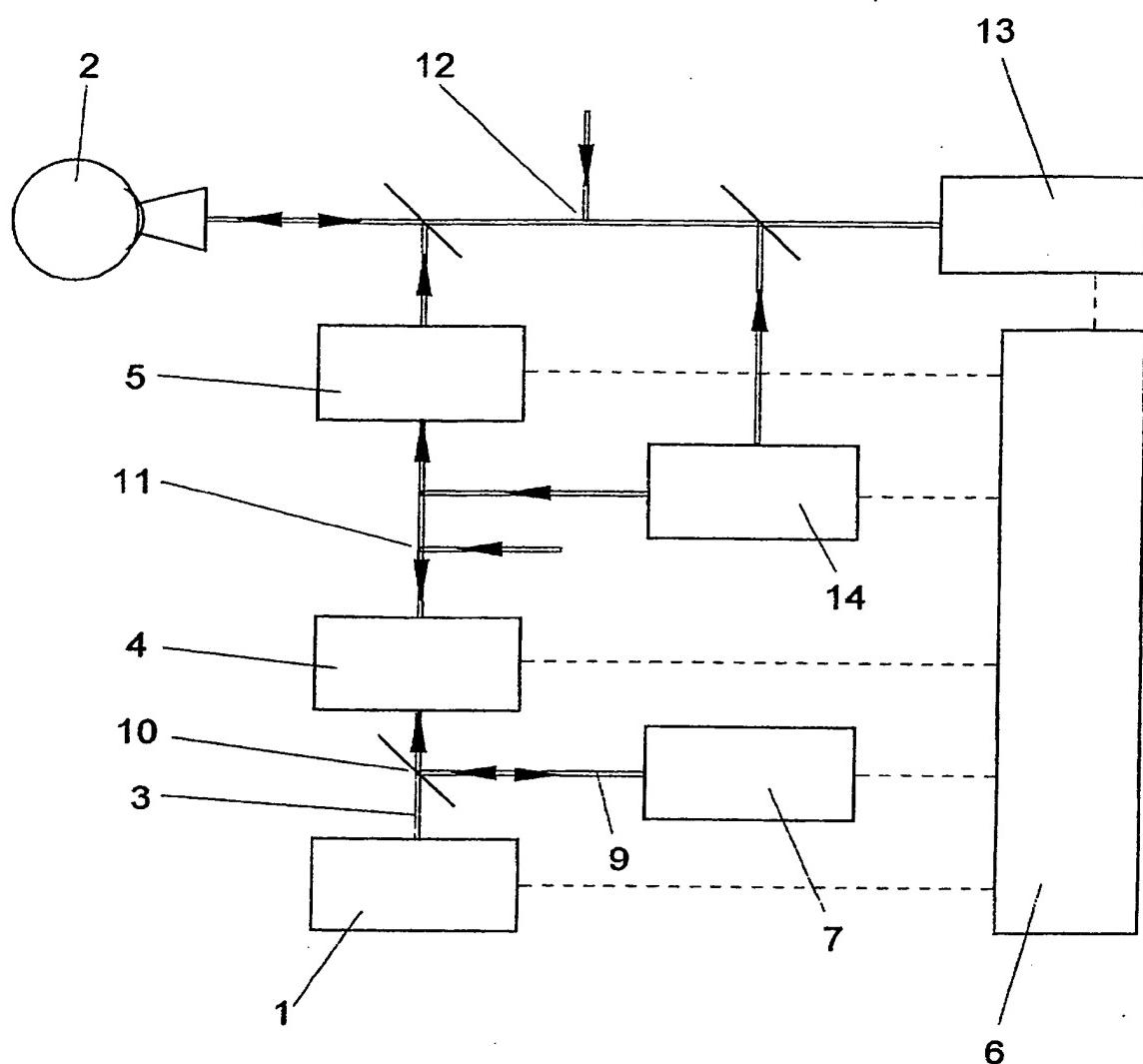


Fig.1

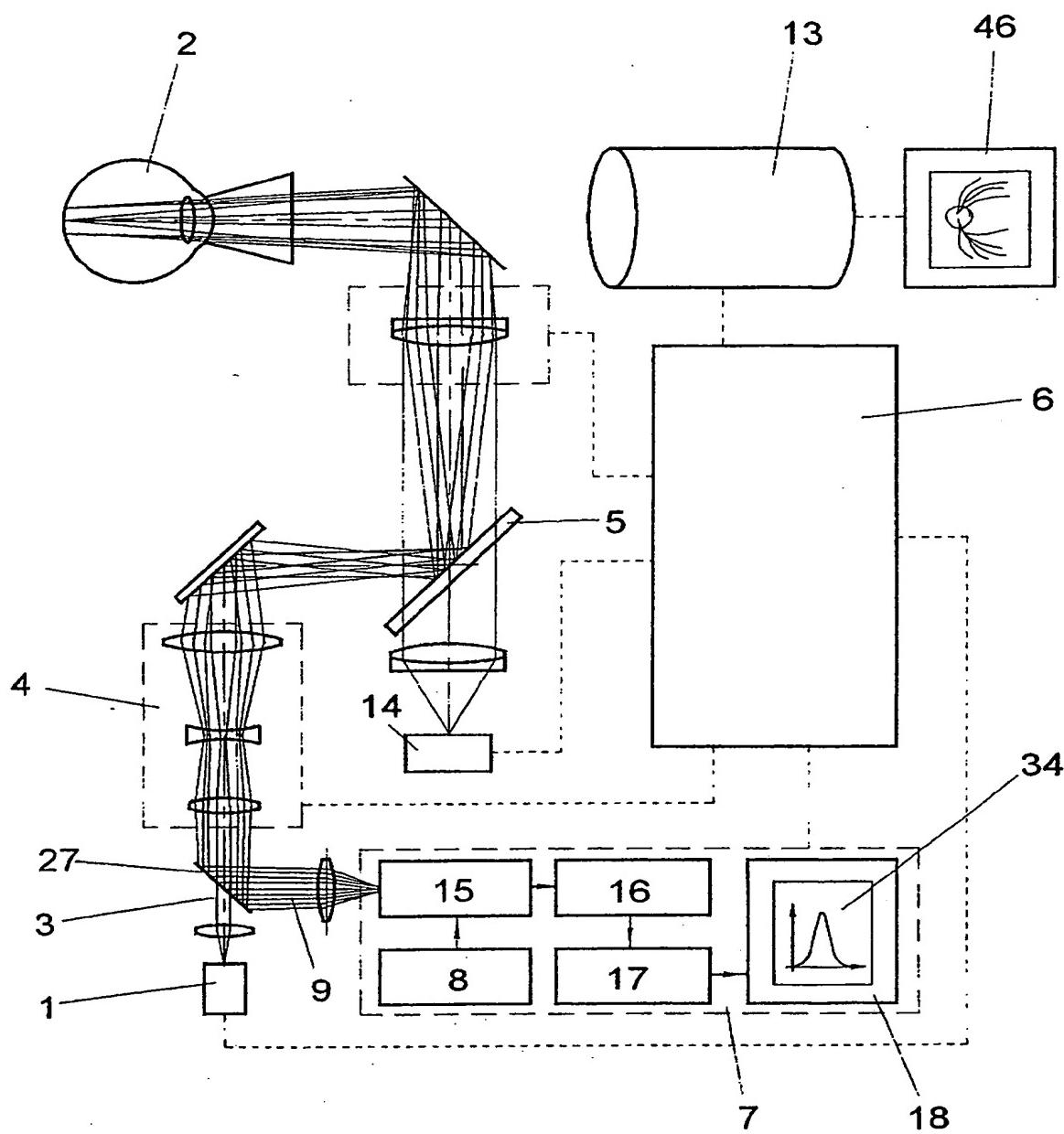


Fig.2

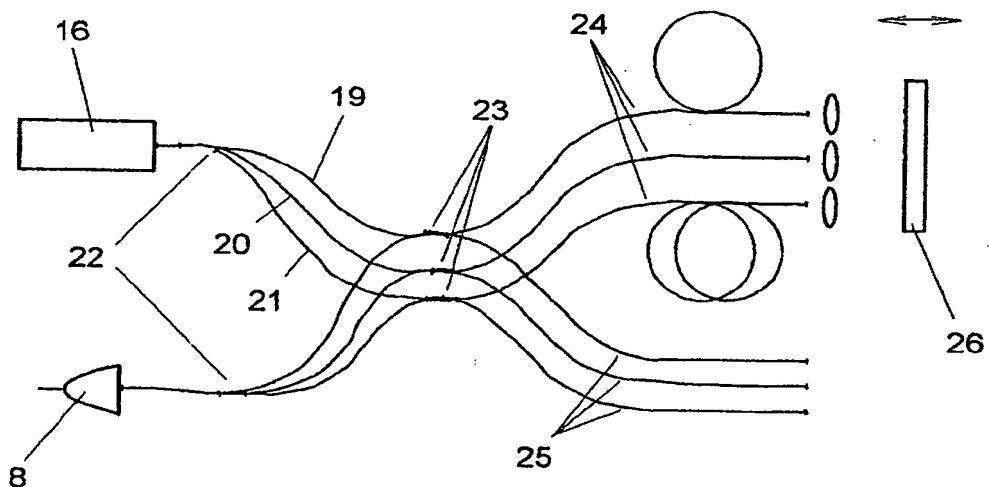


Fig.3

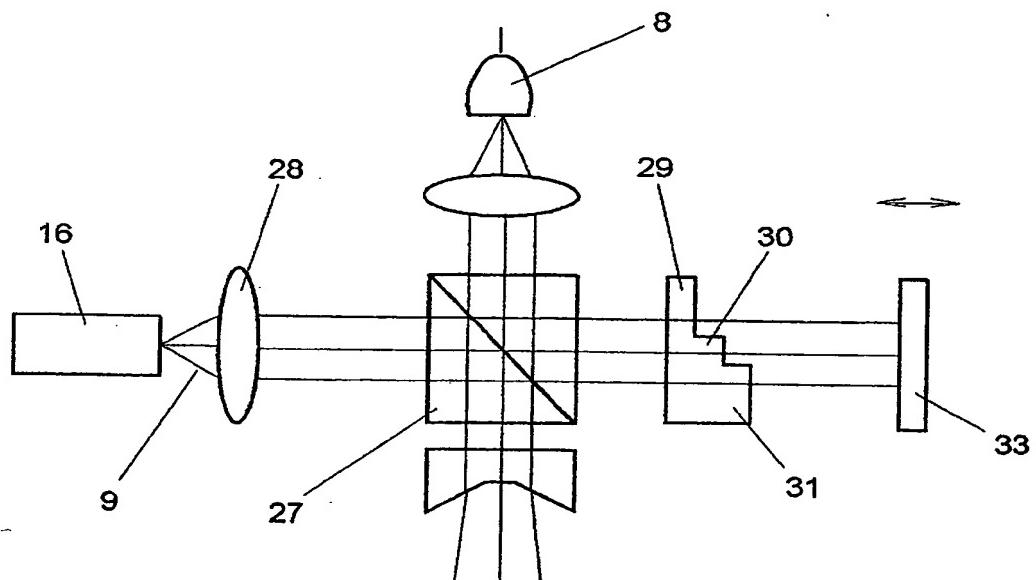


Fig.4

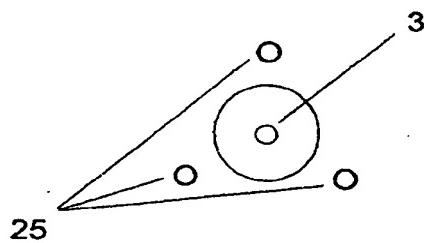


Fig.5

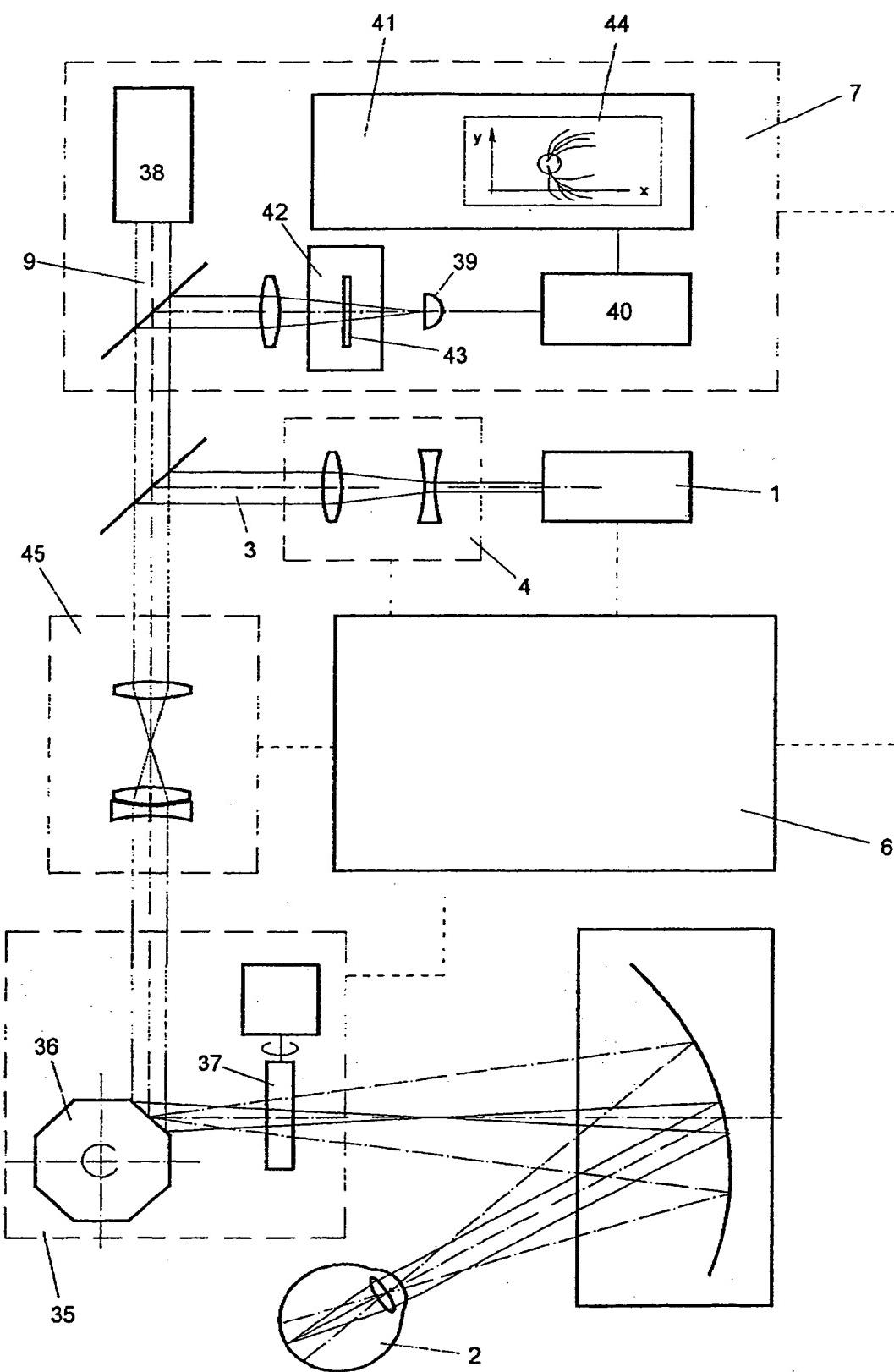


Fig.6

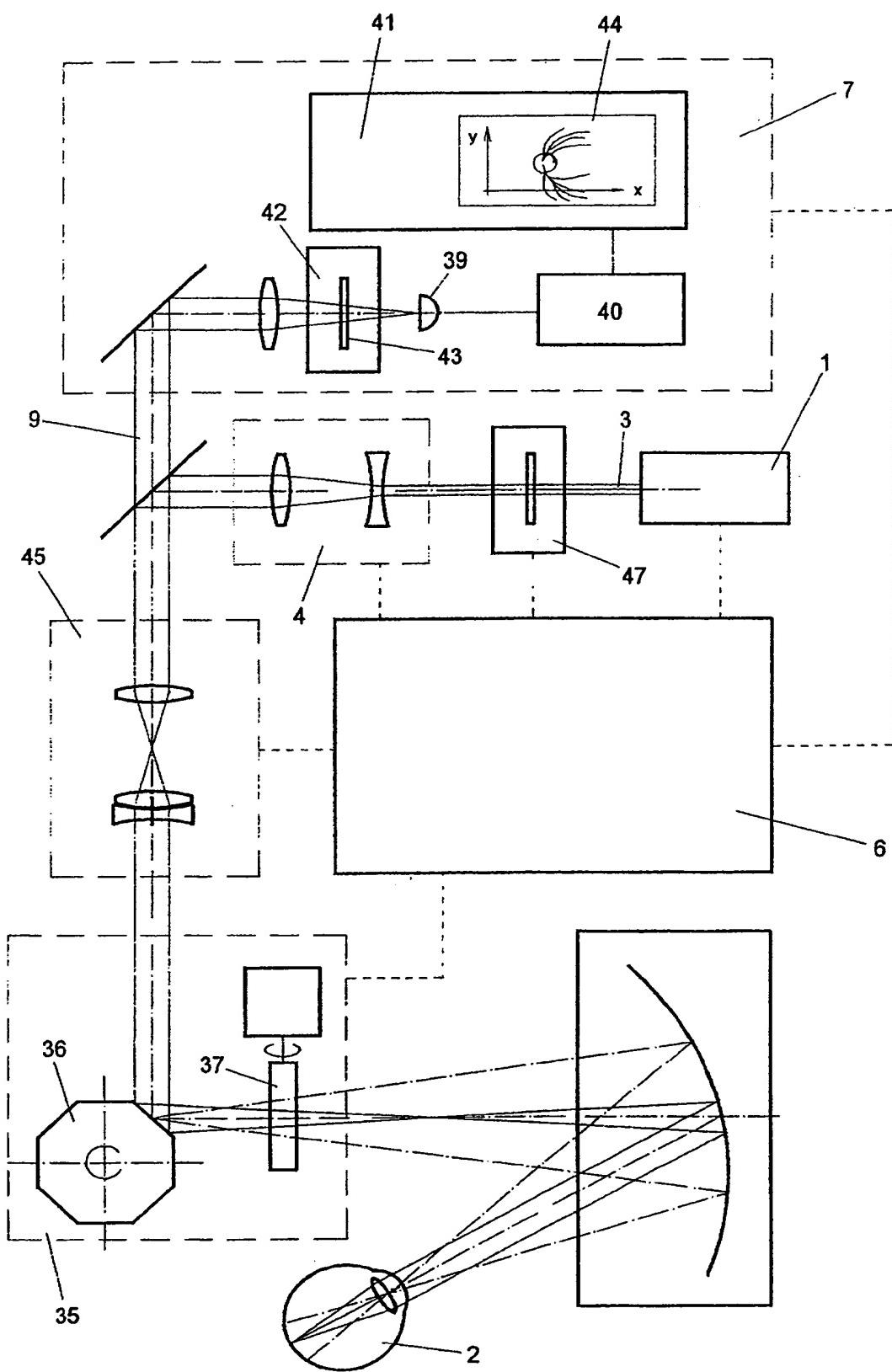


Fig.7